

# Rekonstruktion des Humeruskopfdrehpunktes in Abhängigkeit vom Prothesendesign

## Reconstruction of the Rotational Centre of the Humeral Head Depending on the Prosthetic Design

### Autoren

U. Irlenbusch, O. Rott, K. Gebhardt, A. Werner

### Institut

Orthopädische Klinik, Marienstift Arnstadt

### Schlüsselwörter

- Schulterendoprothese
- kombiniertes Offset
- Rotationszentrum
- Doppelexzenter

### Key words

- shoulder prosthesis
- bony balancing
- combined offset
- rotational centre
- double excentricity

### Zusammenfassung



**Studienziel:** Die Versetzung des Drehpunktes des Humeruskopfes in Bezug zur Schaftachse variiert individuell in starkem Maße. Die Affinis-Schulterendoprothese erlaubt eine Anpassung des Kopfes an das mediale und dorsale Offset über eine doppelt exzentrische Verstellmöglichkeit, sodass die Lage der Kopfdrehzentren ausgemessen werden kann. Derartige Untersuchungen erfolgten bisher ausschließlich am anatomischen Präparat. Es stellt sich die Frage, ob aus der anatomischen Variabilität der Drehzentren die Notwendigkeit eines solchen Prothesensystems abgeleitet werden kann.

**Methode:** Bei 49 Patienten, die eine Affinis-Schulterendoprothese implantiert erhielten, wurden die individuellen Kopfdrehzentren aus der Position des verschiebbaren Prothesenkonus und der exzentrischen Kalottenposition berechnet. Zusätzlich erfassten wir die klinische Funktion mittels des Constant-Scores.

**Ergebnisse:** Im untersuchten Krankengut wurde der gesamte Einstellbereich der Prothese von 12 mm medial/lateral und 6 mm dorsal/ventral benötigt, da eine sehr große Variabilität der Kopfdrehzentren vorlag. Die Mehrzahl der Kopfmittelpunkte war nach dorso-lateral gegenüber dem Nullpunkt der Prothese versetzt. Die Untersuchung zeigte, dass mit einer konventionellen Prothese in keinem Fall einer der anatomisch vorgefundenen Kopfmittelpunkte exakt rekonstruiert worden wäre. Bei einer Prothese mit einem einfachen Exzenter wäre dies nur in 9 Fällen möglich gewesen, da die einstellbaren Kopfdrehzentren auf einer Kreisbahn liegen und die Einstellmöglichkeiten somit begrenzt sind. Bei 20 der 49 Patienten wurde wegen einer primären Omarthrose eine Humeruskopfprothese implantiert. Der Constant-Score stieg in dieser Gruppe bei einer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von 24,1 Monaten von präoperativ 18 auf 76 Punkte.

### Abstract



**Aim:** The displacement of the rotation centre of the humeral head in relation to the axis of the shaft varies strongly between individuals. The Affinis shoulder endoprosthesis has a double excentric adjustment possibility that permits us to adapt the head to the medial and dorsal offset. So far, such examinations have taken place exclusively on anatomic preparations. This raises the question of whether the need for such a prosthetic system can be derived from the anatomic variation of the pivot points.

**Method:** In 49 patients with an implanted Affinis shoulder prostheses, we calculated the individual rotation centres of the head from the position of the relocatable prosthetic cone and the excentric position of the head. In addition, we used the Constant score to record the clinical function.

**Results:** In the examined case material, we needed the entire setting range of 12 mm mediolateral and 6 mm dorsoventral of the prosthesis, as it presented a great variation of the rotational centres of the head. The majority of the head centres were displaced in a posterior-lateral direction. The examination showed that none of the found anatomic head centres could have been reconstructed exactly with a conventional prosthesis. Prostheses with a single excentricity would allow correct adjustment in only 9 cases, as the adjustable rotational centres of the head are situated in an orbit, which limits the setting possibilities. In 20 of the 49 patients humeral head prosthesis were implanted in cases of primary osteoarthritis. The Constant score of this group improved from 18 points preoperatively to 76 points after 24.1 months in the mean.

**Conclusion:** The high variation of the head centres indicates the necessity of a freely adjustable system, such as in a double excentric bearing. This is a way that permits an optimal reconstruction of the anatomic conditions. Therefore

### Bibliografie

DOI 10.1055/s-2007-989448  
Z Orthop Unfall 2008; 146:  
211–217 © Georg Thieme  
Verlag KG Stuttgart · New York ·  
ISSN 1864-6697

### Korrespondenzadresse

**PD Dr. med. Ulrich Irlenbusch**  
Orthopädische Klinik  
Marienstift Arnstadt  
Wachsenburgallee 12  
99310 Arnstadt  
Tel.: 0 36 28/72 01 51  
Fax: 0 36 28/72 0 53  
irlenbusch@ms-am.de

**Schlussfolgerung:** Die hohe Variabilität der Kopfmittelpunkte sowohl innerhalb als auch außerhalb einer einfachen exzentrischen Kopfumlaufbahn zeigt die Notwendigkeit eines frei einstellbaren Rotationszentrums an, wie dies bei einer doppelt exzentrischen Lagerung der Fall ist. Auf diese Weise ist eine optimale Rekonstruktion der anatomischen Verhältnisse möglich. Es sollten deshalb alle technischen Möglichkeiten des „knöchernen Balancing“ ausgenutzt werden, um die Prothese dem Gelenk, nicht aber die knöchernen Verhältnisse der Prothese anzupassen.

### Studienziel

Die Entwicklung der modernen Schulterendoprothetik ist auf Charles Neer [1] zurückzuführen. Bei den ersten Modellen handelte es sich um Monoblockprothesen. Wegen der hohen Variabilität des proximalen Humerus stießen diese aber rasch an ihre Grenzen, sodass in der Folge modulare Prothesen entwickelt wurden. Diese erlaubten eine bessere Anpassung an die Anatomie. Eine grundsätzliche Verbesserung wurde aber erst mit den Prothesen der III. Generation erreicht, deren erster Vertreter die Aequalis-Prothese (Fa. Tornier) war. Sie erlaubte eine stufenweise Einstellung der Inklination über unterschiedliche Adapter sowie des medialen und dorsalen Offsets über eine exzentrische Positionierung der Kopfkalotte [2].

Die Notwendigkeit einer verstellbaren Prothese ergibt sich aus den variablen anatomischen Verhältnissen des proximalen Humerus in Bezug auf eine individuell unterschiedliche Inklination, Retrotorsion und Versetzung des Drehzentrums nach medial und dorsal [3–9].

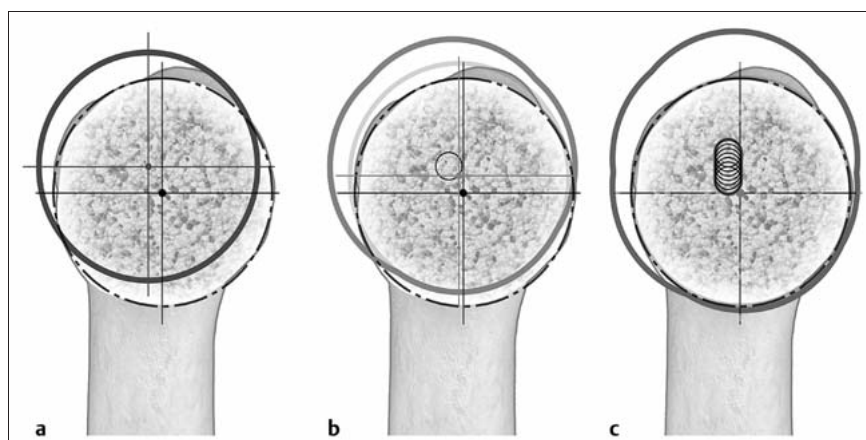
In den zurückliegenden Jahren wurden aufgrund dieser Probleme weitere Prothesen entwickelt, die sich durch ihre Verstellbarkeit den anatomischen Verhältnissen anpassen lassen. Zwei grundsätzlich unterschiedliche Richtungen sind dabei zu verzeichnen.

Zum einen wird über eine exzentrische Rotationsfähigkeit und gleichzeitig dreidimensionale Verstellbarkeit des Kopfes gegenüber dem Schaft (z. B. Aequalis/Tornier, Anatomica/Centerpulse, Univers/Arthrex) eine Anpassung an die vorgefundenen pathologisch-anatomischen Verhältnisse angestrebt [10,11]. Die Resektion der Kopfkalotte erfolgt entlang des anatomischen Halses, soweit die pathologischen Veränderungen eine Identifizierung zulassen. Häufig erschweren eine Abflachung und Deformierung des Humeruskopfes sowie osteophytäre Veränderungen das

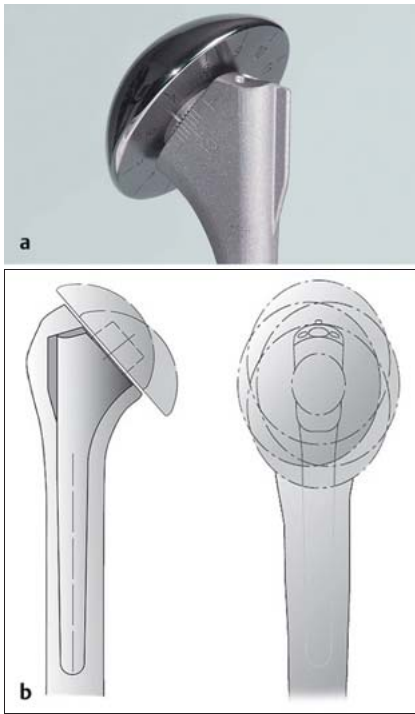
all technical chances for bony balancing should be used to adapt the prosthesis to the bone and not the bone to the prosthesis.

Auffinden der Resektionslinie. Die Festlegung der Resektionsebene erfolgt dann mehr oder weniger willkürlich, wobei der Erfahrung des Operateurs eine große Rolle zukommt. Einige Hersteller haben deshalb nachträglich Resektionslehren mit feststehender Inklination entwickelt, sodass der Hauptvorteil der 3D-Prothesen in gewisser Weise aufgehoben wird. Die freie Einstellbarkeit des Kopf-Hals-Winkels dient nur noch dem „Feintuning“, d. h. der Anpassung an geringfügige Abweichungen der Schnittebene, sodass eine Nachresektion vermieden werden kann. Der grundsätzliche Fortschritt gegenüber den Prothesen der II. Generation ist deshalb in der exzentrischen Verstellbarkeit des Kopfes zu sehen, die hauptsächlich für die bessere Anpassung verantwortlich ist.

Die zweite Entwicklungsrichtung zielt darauf ab, über eine doppelt exzentrische Verstellbarkeit des Kopfes den originären Drehpunkt exakt zu rekonstruieren (Affinis/Mathys; Epoca/Argomedical). Dies basiert auf der grundsätzlichen Überlegung, dass die Oberfläche des Humeruskopfes in etwa 90% der Fälle idealisiert als Ausschnitt einer Kugel verstanden werden kann [12]. Wenn ein Segment dieser Kugel entfernt wird (entsprechend der resezierten Kopfkalotte), so ist eine exakte Rekonstruktion des Drehpunktes nur möglich, wenn das Kalottenelement der Prothese nicht nur Durchmesser und Höhe des Resektats entspricht, sondern auch exakt an die Resektionslinien angepasst wird. Ersteres ist über eine abgestufte Auswahl an Kopfkomponenten zu erreichen, letzteres nur über eine doppelt exzentrische Lagerung. Mit einem einfachen Exzenter dagegen ist eine exakte Anpassung nur näherungsweise oder rein zufällig möglich, da die einstellbaren Drehzentren in diesem Falle auf einer Kreisbahn liegen (Abb. 1 a bis c). Der Inklinationswinkel dieser Prothesen ist in der Regel nicht variabel, sondern richtet sich nach den anatomischen Mittelwerten. Nach Hertel et al. [6] ist die Variation des Inklinationswinkels gegenüber den anderen



**Abb. 1 a bis c** Rekonstruktion des anatomischen Rotationszentrums in Abhängigkeit vom Prothesentyp. **a** Bei einer konventionellen Prothese stimmen das Rotationszentrum der Prothese und das anatomische Rotationszentrum nur zufällig überein. **b** Auch bei einem einfachen Exzenter ist nur zufällig eine Übereinstimmung möglich, da die einstellbaren Zentren auf einer Kreisbahn liegen. **c** Im Fall eines doppelt exzentrischen Mechanismus ist dagegen innerhalb des technisch möglichen Einstellbereichs eine freie Wahl der Kopfposition und somit eine exakte Anpassung möglich.



**Abb. 2 a und b** Prinzip der doppelt exzentrischen Kopfverstellbarkeit der Affinis-Prothese (Mathys Ltd., Bettlach). **a** Ein in den Schaft integrierter verschiebbarer Konus erlaubt eine Verstellung von  $\pm 3$  mm. Zusätzlich ist die Bohrung im Humeruskopf für die Konusaufnahme um 3 mm in Bezug auf den Kopfmittelpunkt versetzt. **b** In der Kombination ergibt sich eine medial/laterale Verstellbarkeit von 12 mm ( $\pm 6$  mm) und ventral/dorsale Anpassung von 6 mm ( $\pm 3$  mm).

Variablen von untergeordneter Bedeutung, da eine Abweichung vom Nativwinkel um  $10^\circ$  lediglich eine Differenz der Kopfhöhe und -breite von ca. 1,5 mm bedingt.

Die Affinis-Prothese (Mathys Ltd.) ermöglicht eine doppelt exzentrische Kopfverstellung über den verschiebbaren Konus und eine unabhängig davon exzentrisch einstellbare Kopfkalotte (Abb. 2 a und b). Auf diese Weise ergibt sich eine Verstellbarkeit des Offset nach medial/lateral von  $\pm 6$  mm und nach anterior/posterior von  $\pm 3$  mm. Damit entspricht der Verstellbereich den Beobachtungen von Boileau und Walch [4] an 65 Humeri (Abb. 3 a und b), die eine fast doppelt so große medial-laterale

wie anterior-posteriore Variabilität fanden. Der weite Einstellbereich des Doppelexzentrers erlaubt somit eine optimale Anpassung an die anatomischen Verhältnisse (Abb. 4 a bis c) unter Beachtung des sogenannten „hinge point“ oder „crossing point“ nach Boileau and Walch [10] bzw. der unterschiedlichen Offset-Typen nach Hertel [6]. Durch die exakte Anpassung ist gleichzeitig eine Bestimmung der Lage der Kopfdrehzentren möglich. Derartige Untersuchungen erfolgten bisher ausschließlich am anatomischen Präparat.

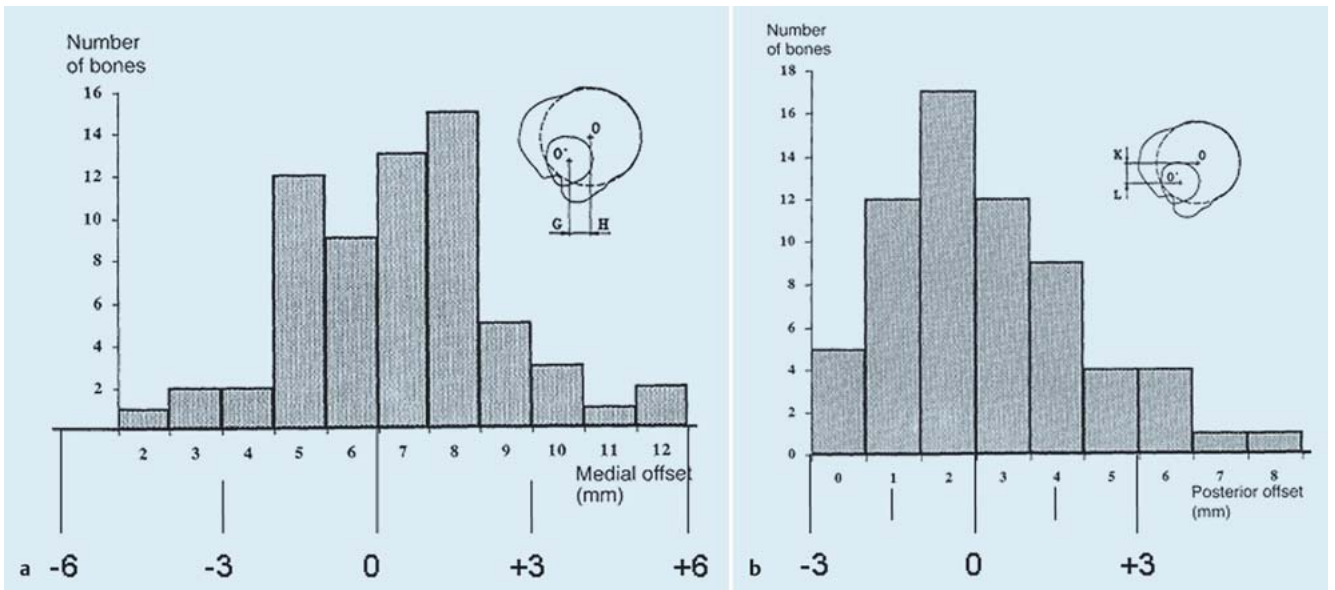
Es stellt sich die Frage, ob aus der anatomischen Variabilität der Drehzentren die Notwendigkeit eines solchen Prothesensystems abgeleitet werden kann.

**Methode**

In die Studie wurden 49 Endoprothesen bei 47 konsekutiv operierten Patienten eingeschlossen. Die Implantation erfolgte 18-mal beim männlichen und 31-mal beim weiblichen Geschlecht. Das Durchschnittsalter betrug 68,3 Jahre. Die rechte Seite wurde 28-mal und die linke Seite 21-mal operiert. Eine zementfreie Prothese wurde 24-mal und eine zementierte Prothese 25-mal eingesetzt. Es handelte sich um 13 Total- und 36 Kopfprothesen. Die durchschnittliche Nachuntersuchungszeit zur letzten Kontrolle betrug 24,1 Monate.

Die Implantation erfolgte bei folgenden Indikationen: 21 primäre und 5 posttraumatische Omarthrosen, je 9 bei rheumatischer Grunderkrankung und chronischer Traumaschulter sowie 5 bei verschiedenen Erkrankungen (darunter 3 aseptische Humeruskopfnekrosen).

Bei allen Patienten wurden die individuellen Kopfdrehzentren aus der Position des verschiebbaren Prothesenkonus und der exzentrischen Kalottenposition mittels Vektorrechnung bestimmt. Zusätzlich wurde die klinische Funktion mittels des Constant-Scores erfasst und die Ergebnisse entsprechend der zugrunde liegenden Diagnosen miteinander verglichen [11]. Hierzu lagen von 47 Patienten vollständige Datensätze vor.



**Abb. 3 a und b** Das medial-laterale Offset (a) ist fast doppelt so groß wie das anterior-posteriore Offset (b) (nach Boileau P., Walch G., 1999 [4]).

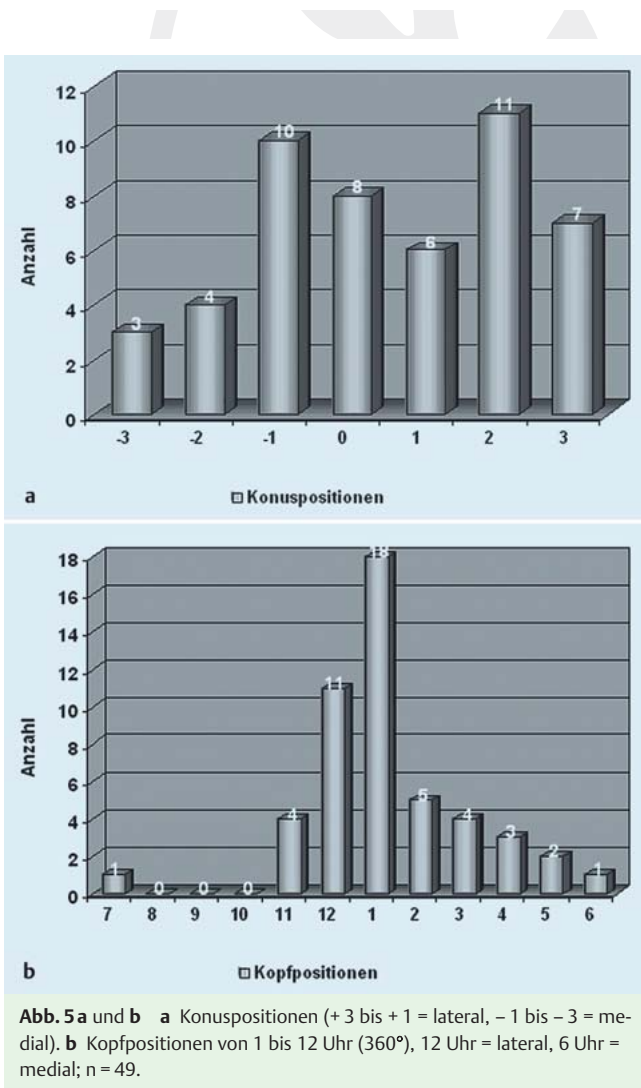
Sonderdruck für private Zwecke des Autors

Sonderdruck für private Zwecke des Autors



**Abb. 4 a bis c** Exzentrische Kopfposition bei zementfreier Humeruskopfprothese (a) bei Humeruskopfnekrose, zementfreier Totalprothese (b) und ze-

mentierter Totalprothese (c) bei primärer Omarthrose (beachte die „radio-lucent lines“ unter der Glenoidkomponente, nicht aber an den Pegs in b.



## Ergebnisse

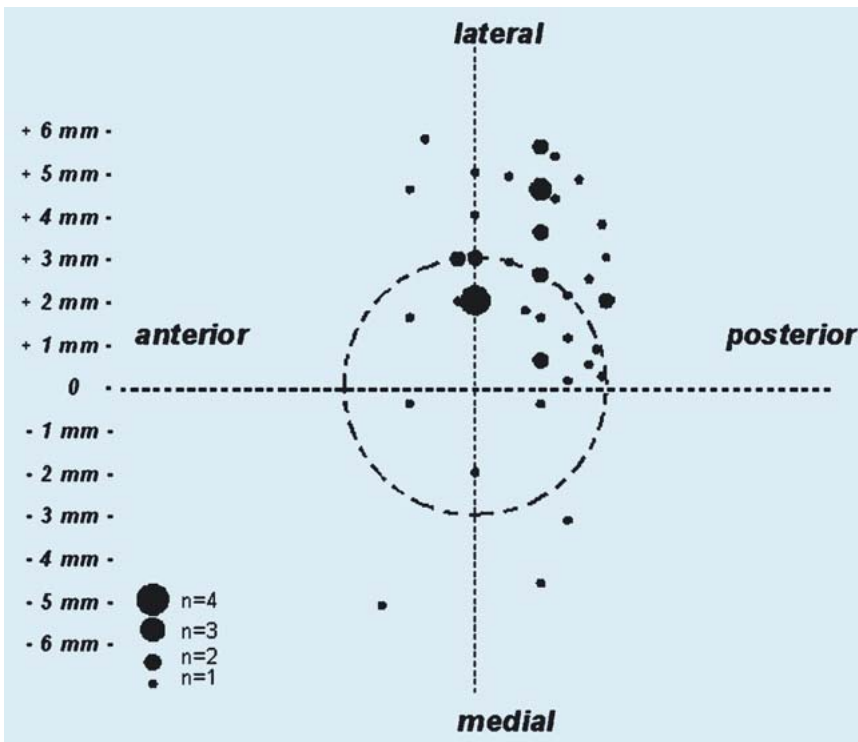
Alle Prothesenköpfe wurden exzentrisch positioniert. Die Häufigkeit der Positionen des verschiebbaren Konus ( $\pm 3$  mm) und der Kopfpositionen (1 – 12 Uhr) in den einzelnen Stellungen wurde registriert (Abb. 5 a und b). Aus der Kombination der Konus- und der Kopfposition wurde mittels Vektorrechnung die originäre Lage der Kopfmittelpunkte berechnet (Abb. 6). Da diese Punkte nicht willkürlich gewählt wurden, sondern sich aus der Anpassung an die knöchernen Anatomie ergaben, entsprechen sie der Projektion der individuellen Rotationszentren in die Resektionsebene.

Die klinischen Resultate sind nicht Gegenstand dieser Arbeit. Beispielhaft seien lediglich die Ergebnisse von 20 Patienten angeführt, die wegen einer primären Omarthrose eine Humeruskopfprothese implantiert erhielten. Der Constant-Score stieg in dieser Gruppe bei einer durchschnittlichen Nachuntersuchungszeit von 24,1 Monaten von präoperativ 18 auf 76 Punkte.

## Diskussion

Aufgrund der komplizierten Anatomie des Schultergelenkes sind beim endoprothetischen Ersatz sowohl das „soft tissue balancing“ als auch das „bony balancing“ zu beachten, um ein optimales Ergebnis zu erzielen [12]. Nur auf diese Weise ist eine optimale Rekonstruktion der anatomischen Verhältnisse möglich – sie verhindert eine erhöhte Spannung der Rotatorenmanschette, vermindert eine exzentrische Pfannenbelastung und schafft die Voraussetzungen für eine anatomische Kinematik [13–17]. Nach Pearl et al. [8] sind schlechte funktionelle Ergebnisse entweder auf eine Malposition der Komponenten oder auf die Verwendung nicht anatomischer Prothesen zurückzuführen.

Auch Nyffeler et al. [17] sowie Habermeyer und Engel [14] weisen auf die Notwendigkeit einer anatomischen Rekonstruktion der Gelenkverhältnisse hin. Ein zu hohes Drehzentrum vermindert den Hebelarm und damit die Kraftentwicklung der Muskeln



**Abb. 6** Projektion der Rotationszentren in die Osteotomieebene. Die Berechnung erfolgte aus der Position des Prothesenkonus und des Kopfexzenters; n = 49.

der Rotatorenmanschette, was wiederum zu einem verminderten Abduktionswinkel führe. Andererseits könne ein zu niedrig implantierter oder zu klein gewählter Kopf zu einem Impingement zwischen Tuberkulum majus und Akromion führen. Die Implantation ohne Berücksichtigung des posterioren Offsets führe zu einer Verlagerung des Rotationszentrums nach ventral und störe damit das Verhältnis der Hebelarme für die Außen- und Innenrotatoren. Außerdem könne die frei liegende dorsale Osteotomiefläche gegen das Glenoid stoßen und dieses auslockern. Durch einen valgischen oder varischen Sitz der Prothese würden ähnliche Effekte hervorgerufen.

Williams et al. [18] kamen mittels Kadaveruntersuchungen zu dem Ergebnis, dass die Rekonstruktion des Offsets in jeder Richtung innerhalb eines Bereichs von 4 mm wünschenswert ist, um funktionelle Einschränkungen zu vermeiden.

Zusätzlich ist zu bedenken, dass auch die Fragen der muskulären Koordination, Dysbalance, Zentrierung und Dezentrierung von grundsätzlicher Bedeutung für den Erfolg der Operation sind [5, 19–24].

Die Möglichkeiten des „soft tissue balancing“ sind oftmals durch die pathologisch-anatomischen Gegebenheiten eingeschränkt. Rotatorenmanschettenrupturen, degenerative Veränderungen, Kontrakturen, Vernarbungen und Muskelatrophien als primäre Schädigung oder als Folge von Voroperationen schränken die Handlungsmöglichkeiten ein. Die Wiederherstellung der „knöchernen Anatomie“ dagegen hängt im Wesentlichen davon ab, inwieweit sich die Endoprothese den individuellen Bedingungen anpassen lässt. Alle technischen Möglichkeiten sollten diesbezüglich ausgenutzt werden.

Die Auswertung der Exzenterpositionen von Kopf und Konus bei 49 Affinis-Endoprothesen weist auf die Notwendigkeit eines justierbaren Prothesensystems hin (Abb. 6). Im Mittelpunkt des Koordinatensystems liegt der Punkt „Null“ der Prothese, entsprechend dem fiktiven Drehpunkt einer konventionellen Pro-

these ohne Exzenter. Es fällt auf, dass in unserem Krankengut nicht ein anatomisch vorgegebenes Drehzentrum auch nur annähernd mit diesem Punkt übereinstimmt. Auf der Kreisbahn mit einem Radius von 3 mm liegen die einstellbaren Drehzentren einer Prothese mit einem einfachen Exzenter. Auch hier befindet sich nur ein geringer Anteil der vorgefundenen Drehpunkte (etwa 9) in der Nähe des Einstellbereichs. Die Mehrzahl aller Rotationszentren liegt innerhalb oder außerhalb dieses Kreises, d. h. die anatomischen Verhältnisse lassen sich nur mit einem doppelt exzentrisch einstellbaren System exakt rekonstruieren (s. a. Abb. 1 a bis c).

Ein Vorteil der doppelt exzentrischen Verstellbarkeit der Kopfkalotte ist auch in dem großen Verstellbereich zu sehen, sodass eine Anpassung an hochgradig deformierte Köpfe möglich ist, wie dies z. B. bei der sekundären Frakturversorgung erforderlich ist (Abb. 7 a und b). Eine Mobilisation der Tuberkula ist deshalb seltener erforderlich, sodass sich die Gefahr der sekundären Nekrose der Tuberkula mit dem damit verbundenen Funktionsverlust der Rotatorenmanschette reduziert. Es kann deshalb häufiger mit guten Ergebnissen gerechnet werden [4, 25, 26].

Die gute Rekonstruierbarkeit der knöchernen Anatomie spiegelt sich in den klinischen Ergebnissen wider. Beispielhaft seien die Ergebnisse von 20 Patienten erläutert, die wegen einer primären Omarthrose eine Humeruskopfprothese implantiert erhielten. Der Constant-Score stieg in dieser Gruppe von 18 auf 76 Punkte und liegt damit auf einem vergleichbaren Niveau mit den Angaben in der Literatur – die primäre Omarthrose zeigt bei intakter Rotatorenmanschette in zahlreichen Studien gute und sehr gute Ergebnisse. Für den korrigierten Constant-Score werden postoperativ z. T. Werte über 90% angegeben [27–29]. Haines et al. [30] und Matsen et al. [31] geben dagegen mit 71 bzw. 61 Punkten niedrigere postoperative Werte an.



**Abb. 7 a und b** Sekundäre Frakturprothese bei in Fehlstellung verheilte Humeruskopfmehrfragmentfraktur (Affinis); **a** a.-p., **b** axial.

## Schlussfolgerung

Moderne Prothesen erlauben durch die optimale Anpassung an die komplizierte Anatomie des proximalen Humerus eine fast mühelose Einhaltung der einfühend genannten Kriterien zur Positionierung des Implantates. Massive Fehlpositionierungen (die sogenannten Champignonköpfe) haben wir in unserem Krankengut niemals gesehen. Es ist deshalb davon auszugehen, dass auch ein unerfahrener Operateur mit einer niedrigen jährlichen Operationsfrequenz mit den modernen Prothesen bessere Ergebnisse erzielen kann als mit einer konventionellen modularen Prothese der II. Generation.

Die Vor- oder Nachteile des einen oder anderen Prothesensystems sind zwar theoretisch überzeugend, lassen sich aber bisher nicht definitiv durch klinische Ergebnisse verifizieren. Es ist nicht erwiesen, ob die exakte Rekonstruktion, wie sie eine Prothese mit Doppelsexenter ermöglicht, von Vorteil ist oder ob eine einfach exzentrische Verstellmöglichkeit ausreicht. Auch ist nicht entschieden, ob die Wiederherstellung des originären Drehzentrums (mittels einer Prothese mit Doppelsexenter und fixer Inklination) günstiger ist als die Anpassung an die pathologische Anatomie (Rekonstruktion des pathologischen Drehpunktes), wie sie mit einer 3D-Prothese möglich ist. Die Vorliebe bzw. die Überzeugung des Operateurs spielen daher bei der Auswahl gegenwärtig noch eine große Rolle. Wir sind jedoch der Ansicht, dass sich die exakte Einstellbarkeit sowie die einfache Instrumentierung der untersuchten Prothese positiv auf den Behandlungserfolg auswirken.

**Interessenkonflikt:** Nein

## Literatur

- 1 Neer II CS. Articular replacement for the humeral head. *J Bone Joint Surg [Am]* 1955; 37: 215–228
- 2 Walch G, Boileau P. Prosthetic adaptability: a new concept for shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 1999; 8: 443–451
- 3 Boileau P, Walch G. The three-dimensional geometry of the proximal humerus. *J Bone Joint Surg [Br]* 1997; 79: 857–865
- 4 Boileau P, Walch G. Anatomical study of the proximal humerus: surgical technique considerations and prosthetic design rationale. In:

Walch G, Boileau P (Eds). *Shoulder Arthroplasty*. Berlin, Heidelberg: Springer, 1999: 69–82

- 5 Heers G, Grifka J, An KN. Biomechanische Überlegungen zur Schultergelenkendoprothetik. *Orthopäde* 2001; 30: 346–353
- 6 Hertel R, Knothe U, Ballmer FT. Geometry of the proximal humerus and implications for prosthetic design. *J Shoulder Elbow Surg* 2002; 11: 331–338
- 7 McPherson EJ, Friedman RJ, An YH, Chokesi R, Dooley RL. Anthropometric study of normal glenohumeral relationships. *J Shoulder Elbow Surg* 1997; 6: 105–112
- 8 Pearl MI, Kurutz S. Geometric analysis of commonly used prosthetic systems for proximal humeral replacement. *J Bone Joint Surg [Am]* 1999; 81: 660–671
- 9 Roberts SNJ, Foley APJ, Swallow HM, Wallace WA, Coughlan DP. The geometry of the humeral head and the design of the prosthesis. *J Bone Joint Surg [Br]* 1991; 73: 647–650
- 10 Boileau P, Walch G. Prosthetic adaptability: a new concept in shoulder arthroplasty. In: Walch G, Boileau P (Eds). *Shoulder Arthroplasty*. Berlin, Heidelberg: Springer, 1999: 83–93
- 11 Habermeyer P, Magosch P, Lichtenberg S. *Classifications and Scores of the Shoulder*. Berlin, Heidelberg: Springer, 2006: 199–204
- 12 Boileau P, Walch G. The surgical anatomy and osteotomy technique for the humeral head. In: Walch G, Boileau P (Eds). *Shoulder Arthroplasty*. Berlin, Heidelberg: Springer, 1999: 105–123
- 13 Gerber A, Ghalambor N, Warner JJ. Instability of shoulder arthroplasty: balancing mobility and stability. *Orthop Clin North Am* 2001; 32: 661–670
- 14 Habermeyer P, Engel G. Endoprothetik. Implantatgeometrie und Prothesenplanung. In: Habermeyer P (Hrsg). *Schulterchirurgie*. München, Jena: Urban und Fischer, 2002: 508–516
- 15 Habermeyer P. Aktueller Entwicklungsstand und Perspektiven der Schulterendoprothetik. *Unfallchirurg* 1999; 102: 667–683
- 16 Nyffeler WR, Gerber C. The Relevance of Anatomical Reconstruction. *Nice Shoulder Course: Shoulder Arthroscopy and Arthroplasty*. Current Concepts. Montpellier: Sauramps Medical, 2004: 315–316
- 17 Nyffeler WR, Sheikh R, Jacob HAC, Gerber C. Influence of humeral prosthesis height on biomechanics of glenohumeral abduction. *J Bone Joint Surg [Am]* 2004; 86: 575–580
- 18 Williams GR, Wong KL, Pepe MD, Tan V, Silverberg D, Ramsey ML, Karduna A, Ianotti JP. The effect of articular malposition after total shoulder arthroplasty on glenohumeral translations, range of motion and subacromial impingement. *J Shoulder Elbow Surg* 2001; 10: 399–409
- 19 Bergmann G. Biomechanik und Pathomechanik des Schultergelenkes im Hinblick auf den künstlichen Gelenkersatz. In: Kölbel R, Helbig B, Blauth W (Hrsg). *Schulterendoprothetik*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer, 1986: 33–43

- 20 Edwards TB, Boulahia A, Kempf JF, Boileau P, Nemoz C, Walch G. The influence of rotator cuff disease on the results of shoulder arthroplasty for primary osteoarthritis. *J Bone Joint Surg [Am]* 2002; 84: 2240–2248
- 21 Gansen HK, Irlenbusch U. Die neuromuskuläre Insuffizienz der Rotatorenmanschette als Ursache des funktionellen Impingements – muskelbiopsische Untersuchungen am Schultergelenk. *Z Orthop* 2002; 140: 65–71
- 22 Hedtmann A, Heers G. Prinzipien der Schulterendoprothetik. *Orthopäde* 2001; 30: 354–362
- 23 Irlenbusch U, Gansen HK. Muscle biopsy investigations on neuromuscular insufficiency of the rotator cuff – a contribution to the functional impingement of the shoulder joint. *J Shoulder Elbow Surg* 2003; 12: 422–426
- 24 Irlenbusch U, Gansen HK. Die neuromuskuläre Insuffizienz der Rotatorenmanschette als Ursache des funktionellen Impingements – muskelbiopsische Untersuchungen am Schultergelenk. *Z Orthop* 2002; 140: 65–71
- 25 Boileau P, Chuinard C, Le Huec JC, Walch G, Trojani C. Proximale humerus fracture sequelae: impact of a new radiographic classification on arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2006; 442: 121–130
- 26 Boileau P, Trojani C, Walch G, Krishnan SG, Romeo A, Sinnerton R. Shoulder arthroplasty for the treatment of the sequelae of fractures of the proximal humerus. *J Shoulder Elbow Surg* 2001; 10: 299–308
- 27 Godeneche A, Boileau P, Favard L, Le Huec JC, Levigne C, Nove-Josserand L, Walch G, Edwards TB. Prosthetic replacement in the treatment of osteoarthritis of the shoulder: early results of 268 cases. *J Shoulder Elbow Surg* 2002; 11: 11–18
- 28 Habermeyer P, Engel G. Der endoprothetische Gelenkersatz bei Om-arthrose. *Oper Orthop Traumatol* 2004; 16: 339–364
- 29 Mansat P, Mansat M, Bellumore Y, Rongières M, Bonneville P. Mid-term results of shoulder arthroplasty for primary osteoarthritis. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2002; 88: 544–552
- 30 Haines JF, Trail IA, Nuttall D, Birch A, Barrow A. The results of arthroplasty in osteoarthritis of the shoulder. *J Bone Joint Surg [Br]* 2006; 88: 496–501
- 31 Matsen FA, Antoniou J, Rozencwaig R, Campbell B, Smith KL. Correlates with comfort and function after total shoulder arthroplasty for degenerative joint disease. *J Shoulder Elbow Surg* 2000; 9: 465–469

